

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-54606

(P2007-54606A)

(43) 公開日 平成19年3月8日(2007.3.8)

(51) Int.Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

F 1

A61B 5/00 1 O 1 N

テーマコード(参考)

4C117

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-118548 (P2006-118548)  
 (22) 出願日 平成18年4月21日(2006.4.21)  
 (31) 優先権主張番号 特願2005-216451 (P2005-216451)  
 (32) 優先日 平成17年7月26日(2005.7.26)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000005832  
 松下電工株式会社  
 大阪府門真市大字門真1048番地  
 (74) 代理人 100084375  
 弁理士 板谷 康夫  
 (74) 代理人 100121692  
 弁理士 田口 勝美  
 (74) 代理人 100125221  
 弁理士 水田 慎一  
 (72) 発明者 西村 良周  
 大阪府門真市大字門真1048番地 松下  
 電工株式会社内  
 (72) 発明者 高橋 達也  
 大阪府門真市大字門真1048番地 松下  
 電工株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体信号検出装置

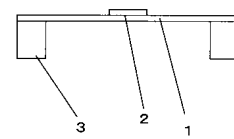
(57) 【要約】

【課題】 生体信号検出装置において、生体に負担をかけることなく、センサを直接生体保持部に配設する場合と比較して、より精度良く生体信号を検出する。

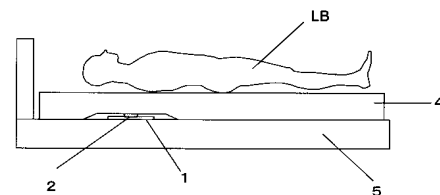
【解決手段】 生体を保持する生体保持部4と、生体保持部4を乗せる基台5と、生体に起因する圧力変化を受け可撓性を有する圧力伝達部1と、圧力伝達部1に取り付けられ受けた圧力変化を検出するセンサ部2と、センサ部2による出力信号から生体信号を検出する生体信号検出部とを備え、圧力伝達部1は、生体保持部4又は基台5との間に隙間をもって配設される。これにより、生体に起因するセンサ部2の変位が制限されなくなり、生体保持部4から伝播される圧力変化をセンサ部2はより精度良く検出する。

【選択図】 図1

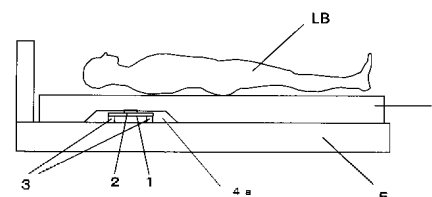
(A)



(B)



(C)



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体を保持する生体保持部と、  
前記生体保持部を乗せる基台と、  
生体に起因する圧力変化を受ける、可撓性を有する圧力伝達部と、  
前記圧力伝達部に取り付けられ、該圧力伝達部が受けた圧力変化を検出するセンサ部と

、  
前記センサ部による出力信号から生体信号を検出する生体信号検出部と、を備え、  
前記圧力伝達部は、該圧力伝達部と前記生体保持部又は前記基台との間に隙間をもって  
配設されていることを特徴とする生体信号検出装置。

10

**【請求項 2】**

前記圧力伝達部は、板状でその面方向両端に支持部材を備え、この支持部材があること  
で、該圧力伝達部と前記生体保持部又は基台との間に隙間が形成されることを特徴とする  
請求項 1 に記載の生体信号検出装置。

**【請求項 3】**

前記支持部材は、前記圧力伝達部と一体化されていることを特徴とする請求項 2 に記載  
の生体信号検出装置。

**【請求項 4】**

前記圧力伝達部は、前記センサ部を保持すると共に、前記生体保持部に取り付けられて  
いることを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号検出装置。

20

**【請求項 5】**

前記圧力伝達部は、その略中央に前記センサ部を保持することを特徴とする請求項 1 乃  
至請求項 4 のいずれか一項に記載の生体信号検出装置。

**【請求項 6】**

前記圧力伝達部は、その下面側に前記センサ部を保持すると共に、このセンサ部の近傍  
で前記支持部材の高さより低い第 2 の支持部材を有し、この第 2 の支持部材の存在により  
、前記圧力伝達部に生体による荷重が加わった場合においても前記生体保持部又は前記基  
台との間の隙間が保たれることを特徴とする請求項 2 乃至請求項 4 のいずれか一項に記載  
の生体信号検出装置。

**【請求項 7】**

前記圧力伝達部は、生体による過重が加わって最大曲げ応力が生じた場合に破損が生じ  
ない材質、形状から構成されていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか一  
項に記載の生体信号検出装置。

30

**【請求項 8】**

前記圧力伝達部は、前記基台に対して、生体による過重が加わったときに生じる最大撓  
み量以上の高さを有して配設されていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 7 のいづれ  
か一項に記載の生体信号検出装置。

**【請求項 9】**

前記支持部材は、弾性体から成ることを特徴とする請求項 2 に記載の生体信号検出装置  
。

40

**【請求項 10】**

前記支持部材は、その両端が弾性体上に配設されていることを特徴とする請求項 3 に記  
載の生体信号検出装置。

**【請求項 11】**

前記支持部材は、前記弾性体と接触する部分が板状であって、且つ前記圧力伝達部と平  
行であることを特徴とする請求項 10 に記載の生体信号検出装置。

**【請求項 12】**

前記支持部材は、板状の敷板上に配設されることを特徴とする請求項 2、3、6、9、  
10、11 のいずれか一項に記載の生体信号検出装置。

**【発明の詳細な説明】**

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、心拍、呼吸、体動等の生体信号を検出する生体信号検出装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、就寝中における生体の各種状態を検出する装置が開発されており、例えば、特許文献1に示されるように、睡眠深度を就寝者を無拘束でかつ高精度に推定することができる睡眠深度推定装置が知られている。この睡眠深度推定装置は、人体の心拍数及び呼吸数を含む生体情報を検出する生体情報センサと、この生体情報センサによって検出された生体情報に所定の処理を施して複数の睡眠深度基礎データを算出する生体情報処理回路と、生体情報処理回路から得られる睡眠深度基礎データに基づいて睡眠深度を推定する睡眠深度推定回路から構成されている。また、例えば、特許文献2に示されるように、被験者の様々な生体情報のうち、特に呼吸情報や脈拍情報等を精度良く計測することができ、更に、市販されているベッドに対して着用することができる生体情報計測用パネル、生体情報計測用マット、生体情報計測装置及び生体情報計測方法や、被験者の様々な生体活動のうち、特に呼吸や脈拍の状況を確実に監視することができる生体情報計測用パネル又は生体情報計測用マットを備えた生体活動監視システムが知られている。

10

【特許文献1】特開2003-260040号公報

【特許文献2】特開2006-43445号公報

## 【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

上記特許文献1に開示の睡眠深度推定装置では、圧力センサをマットレス上または掛け蒲団や衣類に取り付けて計測を行っている。マットレス上や衣類に取り付けた場合には生体に負担をかけるという問題点があり、また、掛け布団にセンサを取り付けた場合には就寝中に掛け蒲団をはいでしまう可能性があり、長時間連続した計測には不適である。また、上記特許文献2に開示の生体情報計測用パネルでは、弾性的に撓曲可能な敷板に歪み検出センサを取り付けている。この生体情報計測用パネルでは、敷板部の上下両面のうち少なくとも一方の面に弾性層を設ける、敷板部の他の部位より厚さが薄い薄肉部を設ける、敷板部の上下両面のうち少なくとも一方の面に凹部を設けるなどの構造の工夫がなされているが、ベッドのマットレス上面、畳面、床面、敷布団上面等に配設されて生体による荷重がかかった場合に、センサや敷板が生体やマットレス等に接触して変位が制限され、検出精度の低下が考えられる。

30

## 【0004】

本発明は、上記問題を解消するものであり、生体に起因する圧力変化を検出可能なセンサを可撓性を有する圧力伝達部に取り付け、これを生体保持部に対して隙間をもって配設することで、生体に負担をかけることなく、センサを直接生体保持部に配設する場合と比較して、より精度良く生体信号を検出することが可能な生体信号検出装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

40

## 【0005】

上記目的を達成するために、本発明は、生体を保持する生体保持部と、前記生体保持部を乗せる基台と、生体に起因する圧力変化を受ける、可撓性を有する圧力伝達部と、前記圧力伝達部に取り付けられ該圧力伝達部が受けた圧力変化を検出するセンサ部と、前記センサ部による出力信号から生体信号を検出する生体信号検出部と、を備え、前記圧力伝達部は、該圧力伝達部と前記生体保持部又は前記基台との間に隙間をもって配設されている生体信号検出装置である。

## 【0006】

また、前記圧力伝達部は、板状でその面方向両端に支持部材を備え、この支持部材があることで、該圧力伝達部と前記生体保持部又は基台との間に隙間が形成されるものとすれ

50

ばよい。

また、前記支持部材は、前記圧力伝達部と一体化されているものとすればよい。

また、前記圧力伝達部は、前記センサ部を保持すると共に、前記生体保持部に取り付けられているものとすればよい。

また、前記圧力伝達部は、その略中央に前記センサ部を保持するものとすればよい。

前記圧力伝達部は、その下面側に前記センサ部を保持すると共に、このセンサ部の近傍で前記支持部材の高さより低い第2の支持部材を有し、この第2の支持部材の存在により、前記圧力伝達部に生体による荷重が加わった場合においても前記生体保持部又は前記基台との間の隙間が保たれるものとすればよい。

また、前記圧力伝達部は、生体による過重が加わって最大曲げ応力が生じた場合に破損が生じない材質、形状から構成されているものとすればよい。 10

また、前記圧力伝達部は、前記基台に対して、生体による過重が加わったときに生じる最大撓み量以上の高さを有して配設されているものとすればよい。

また、前記支持部材は、弾性体から成るものとすればよい。

また、前記支持部材は、その両端が弾性体上に配設されているものとすればよい。

また、前記支持部材は、前記弾性体と接触する部分が板状であって、且つ前記圧力伝達部と平行であるものとすればよい。

また、前記支持部材は、板状の敷板上に配設されるものとすればよい。

#### 【発明の効果】

##### 【0007】

20

本発明の生体信号検出装置によれば、センサ部を取り付けた可撓性を有する圧力伝達部を生体保持部又は前記基台との間に隙間を有して配設しているので、センサ部を直に生体保持部と基台との間に配設した場合に比べて、生体に起因するセンサ部の変位が制限されなくなり、生体保持部から伝播される圧力変化をセンサ部はより精度良く検出することができる。しかも、生体に負担をかけることがなく、精度良く生体信号を検出することが可能となる。

##### 【0008】

また、圧力伝達部の両端を支持部材で支えることにより、圧力伝達部と基台の間に隙間が保たれ、センサ部の出力電圧が増加し、より精度の良い生体信号検出が可能になる。

また、圧力伝達部とその両端を支持する支持部材を一体化させることで、センサ部の出力電圧が増加し、より精度の良い生体信号検出が可能になると同時に、構造が簡素で取り扱い性が良く単一の材質で圧力伝達部の製作が可能になる。 30

また、基台と生体保持部の間に隙間を有することで、センサ出力電圧が大きくなり、心拍をも精度良く検出することが可能となる。

また、圧力伝達部の略中央に生体による荷重が加わったときに最も撓みが生じるため、精度良く生体信号を検出可能となる。

また、圧力伝達部に第2の支持部材があることで、生体による過度な荷重が加わった場合でも、圧力伝達部の撓みを一定値以内に留めることができ、圧力伝達部の耐久性が向上する。

また、生体による過重が圧力伝達部に加わったときに生じる曲げ応力が許容曲げ応力以内となる材質、形状を用いることで、圧力伝達部の破損すなわち塑性変形や破断を防ぐことができる。 40

また、生体による過重が圧力伝達部に加わったときに生じる最大撓み量以上の高さの支持部材を用いることで、生体による荷重が加わったときでも圧力伝達部が撓んで底に接触することがなく、圧力伝達部と生体保持部又は基台との隙間が確保されるため、センサ出力電圧が保たれ、精度の良い生体信号検出が可能となる。

また、弾性体から成る支持部材で圧力伝達部の両端が支持されることで、支持部材で支持されている部分が大きく動き、センサ出力電圧が大きくなり、心拍をも精度良く検出することが可能となる。

また、圧力伝達部と一体化された支持部材の両端が弾性体で支持されることで、弾性体 50

で支持されている部分が大きく動き、センサ出力電圧が大きくなり、心拍をも精度良く検出することが可能となる。また、支持部材の両端を弾性体に圧入すれば、支持を安定させることができる。

また、支持部材の弾性体と接触する部分が板状であって、且つ圧力伝達部と平行であることで、安定した配設が可能となる。

また、支持部材を敷板上に配設することで、クッション等の柔らかい材質の上に配設した場合に、クッションと圧力伝達部が接触することが防がれ、圧力伝達部とクッション等の柔らかい材質との隙間が確保されるため、センサ出力電圧が保たれる。さらには、支持部材の両端が弾性体上に配設されており、支持部材の弾性体と接触する部分が板状であって、且つ圧力伝達部と平行である場合に、敷板への取付けが容易になる。また、クッション等の柔らかい材質の上に配設した場合でも、大きなセンサ出力が得られ、心拍をも精度良く検出することが可能となる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、本発明の実施形態に係る生体信号検出装置について図面を参照して説明する。なお、各図において同一の符号を付した構成は同一の構成であることを示し、その説明を省略する。図1(A)は、生体信号検出装置のセンサ検出部構成を示す。センサ検出部は、生体に起因する圧力変化を受ける板状の可撓性を有する圧力伝達部1と、この圧力伝達部1に取り付けられ該圧力伝達部1が受けた圧力変化を検出するセンサ部2と、圧力伝達部1の面方向両端に設けられた支持部材3とを備える。この支持部材3があることで、圧力伝達部1と生体保持部4又は基台5(図1(B)(C)参照)との間に隙間が形成される。センサ部2は、圧力伝達部1の平面略中央位置に取り付ける。圧力伝達部1としては、例えば鉄板を、センサ部2としては、圧電高分子であるポリフッ化ビニリデン(PVDF)を用いる。

20

【0010】

図1(B)(C)は、それぞれ本発明の生体信号検出装置の前提構成と、実施形態構成を示す。生体信号検出装置は、生体LBを保持する生体保持部4と、この生体保持部4を乗せる基台5と、センサ検出部と、センサ検出部による出力信号から生体信号を検出する生体信号検出部(図示なし)とを備える。ここに、生体保持部4は、寝具(スプリングマット)等のマットレスであり、基台5は、ベッド台であり、以下では、これら用語で言い換える。図1(B)は、センサ検出部のセンサ部2を取り付けた圧力伝達部1(鉄板など)がマットレス4とベッド台5の間に配設され、圧力伝達部1がベッド台5と接触している場合である。

30

【0011】

図1(C)は、圧力伝達部1(鉄板など)が、支持部材3により圧力伝達部1とマットレス4又はベッド台5との間に隙間をもって配設されている。すなわち、マットレス4の下側に圧力伝達部1を配設し、ベッド台5と圧力伝達部1の間に支持部材3(例えば、鉄製)を配設し、圧力伝達部1とベッド台5の間に隙間を有している実施形態である。この例では、マットレス4にセンサ検出部が挿入される凹部4aを形成している。

【0012】

図2は実施形態に係る生体信号検出装置の信号伝達系の構成を示す。本装置において、生体LBからその変位による圧力は、生体保持部としてのマットレス4等の寝具、圧力伝達部1を経て、センサ部2に伝達され、センサ検出出力は生体信号検出部20にて検出される。

40

【0013】

図3(A)、(B)は、上記図1(B)、(C)の各々の場合において、被験者(男性、体重64kg)がベッド中央で仰臥した場合のセンサ出力波形(上段)と、同時に計測した心電図波形(下段)を示す。図3(A)、(B)の下側の心電図の波形において、振幅が最も大きいピークは心拍R波である。上記図1(C)に示した本実施形態の構成によれば、センサ部2からの出力電圧が大きくなり、心拍R波に相当する信号成分が明瞭とな

50

る。このため、本実施形態においては、図3(B)に示すように、図3(A)に比べて、心拍R波からある時間遅れの後、センサ出力に明瞭なピークが現れ、それが周期的に繰り返す、精度の良い心拍検出ができています。

#### 【0014】

上記図1(B)のように、センサ部2を直にマットレス4とベッド台5の間に配設した場合は、生体に起因する圧力の変化によるセンサの変位が制限され、望ましくない。そこで、本実施形態では、上記図1(C)に示すように、圧力伝達部1の面方向両端に支持部材3が備えられることで、圧力伝達部1とベッド台5との間に隙間を有し、圧力伝達部1としての鉄板は、生体の体重などによる荷重がかかった状態で撓んだ状態においても、鉄板及びセンサ部2がベッド台5に接触しないようにしている。荷重による接触の有無は、鉄板の場合、広さ、厚さ、高さなどの組み合わせによって決まる。例えば、鉄板の広さは一辺が20cmの正方形、厚みは1mm、高さ22mmの鉄製の保持部材を用いればよく、体重100kgの被験者がマットレス4を介してセンサ部2の真上に乗っても接触しないものとするのが望ましい。センサ部2の取り付けは、圧力伝達部1の上側でも下側でもよい。

10

#### 【0015】

センサ部2としては、可携性を有するものとして、ここではPVDfを用いたが、圧電素子にはPVDfの他に、ニオブ酸リチウム、チタン酸バリウムやチタン酸ジルコン酸亜鉛等の圧電セラミックス等が知られており、例えば、略矩形や略円形のシート状のものでも、帯状のものでも、ボタン状のものでも、ケーブル状のものでもよい。ケーブル状の圧電素子は、例えば、長尺な線状の中心電極と、この中心電極を被覆する圧電体と、この圧電体を被覆する外側電極とから成り、ケーブルの何れの部分においても感度があるデバイスが知られている。また、センサ部2として、圧電素子以外にも光ファイバ、歪ゲージ、磁気センサ等を用いることができる。センサ部2の圧力を検出する原理として、光ファイバは圧力付加による伝送特性の変化を検出し、磁気センサは圧力付加による磁気変化を検出する。このように、可携性を有し、生体に起因する圧力の変化を検出することができ、鉄板などの圧力伝達部1に取り付けが可能で、屈曲方向に対して起電力を発生する出力発生原理を持つものであれば、任意に採用できる。

20

#### 【0016】

圧力伝達部1の配設構成は、上記のように、マットレス4とベッド台5との間に配設するものに限られない。図4(A)、(B)は、他の実施形態を示す。図4(A)は、圧力伝達部1をマットレス4上に配設する場合を、図4(B)は圧力伝達部1をマットレス4内部に配設する場合を示す。

30

#### 【0017】

圧力伝達部1とその両端を支持する支持部材3を一体化させてもよい。図5(A)はその実施形態を示し、圧力伝達部6及び支持部材7として、鉄板を折り曲げ形成している。この折り曲げた鉄板の下側にセンサ部2を取り付ける。図5(B)は圧力伝達部6の配設位置を示す。ここでは、圧力伝達部6として、20cm角、1mm厚、高さ15mm、脚部20mmの構造の鉄板を用いたが、鉄板の形状は、生体の体重などによる荷重がかかった状態でも圧力伝達部6及びセンサ部2がベッド台5に接触しない広さ、厚さ、高さであればよい。また、ここでは、圧力伝達部6の配設位置をマットレス4の下側としたが、マットレス4上でもマットレス4内部でもよい。図6は、図5(B)の構成において計測したセンサ出力波形と心電図を示す。

40

#### 【0018】

図7(A)(B)は、さらに他の実施形態を示す。いずれの実施形態も、センサ部2を取り付けた鉄板から成る圧力伝達部1をマットレス4下側に取り付け、マットレス4とベッド台5との間に隙間を有する。図7(A)では、マットレス4とベッド台5の間に支持部材3を配設しており、図7(B)では、マットレス4下側に取り付けた圧力伝達部1をベッド台5の凹所5aに配設している。ここでは、圧力伝達部1に20cm角、1mm厚の鉄板を用いた。図8は、図7(A)の構成において計測したセンサ出力波形と心電図を

50

示す。

#### 【0019】

図9(A)(B)は、圧力伝達部1(鉄板)へのセンサ部2の取り付け構成を示し、いずれも圧力伝達部1が撓んだ状態を示している。図9(A)は、センサ部2を圧力伝達部1の中央部表面に取り付けた例、図9(B)は、センサ部2を圧力伝達部1の周辺部表面に取り付けた例である。センサ部2は生体信号が検出できる圧力伝達部1の任意の位置に取り付けることができる。

#### 【0020】

図10(A)(B)は、圧力伝達部6(鉄板)のその他の実施形態を示す。いずれも、センサ部2を取り付けた圧力伝達部6の下側に、センサ部2の近傍で両端の支持部材7の高さより低い、弾性部材などで成る第2の支持部材8を配設したものである。これにより、生体の荷重が加わって鉄板が撓んでも、第2の支持部材8があることで、鉄板とベッド台5の間の隙間が保たれる。図10(A)は、センサ部2の両側に2つ円柱形状の支持部材8を配設したものであるが、支持部材8の数と配設位置は鉄板の下側であれば特に問わない。また、支持部材8の形状と材質は、両端の支持部材7の高さより低く、生体による荷重が加わった時に鉄板の撓みを支持することができればよい。また、支持部材8は鉄板に取り付けても、ベッド台5に取り付けてもよい。図10(B)は、圧力伝達部6を成す鉄板の一部を折り曲げて第2の支持部材9を構成したものである。

#### 【0021】

また、上記各実施形態において、生体による荷重が加わった時の最大曲げ応力が許容曲げ応力を超えないように圧力伝達部1(6)を設計する。これにより、圧力伝達部1(6)の破損すなわち塑性変形や破断を防ぐことができる。圧力伝達部1の材質、形状に関するパラメータは、奥行き $l$ 、幅 $B$ 、ヤング率 $E$ 、板厚 $t$ がある。生体による荷重 $P$ が圧力伝達部1(6)に加わったとき、単位長さ当たりの荷重 $\omega = P/B$ 、断面係数 $M_{max} = \omega l^2 / 8$ 、曲げモーメント $Z = l t^2 / 6$ として、最大曲げ応力 $\sigma_{max} = M_{max} / Z = 3 \omega l / 4 t^2$ と算出される。許容曲げ応力 $\sigma_{allow}$ とすると、 $\sigma_{max} < \sigma_{allow}$ より、 $t > (3 \omega l / 4 \sigma_{allow})^{1/2}$ として、必要な板厚 $t$ が算出される。例えば、パラメータを $l = 100$  [mm]、 $B = 100$  [mm]、 $E = 205800$  [MPa]と固定して必要な板厚 $t$ を計算する。生体による荷重 $P = 30$  [kgf]がかかった場合、許容曲げ応力 $\sigma_{allow} = 98$  [MPa]であることから、 $\sigma_{max} < \sigma_{allow}$ より、必要な板厚 $t$ は、 $t > 1.5$  [mm]と算出される。ここでは、奥行き $l$ 、幅 $B$ 、ヤング率 $E$ を固定して板厚 $t$ を求めたが、他のパラメータを固定して、奥行き $l$ 、幅 $B$ 、ヤング率 $E$ 等を求めてもよい。

#### 【0022】

さらに、上記各実施形態において、生体による荷重が加わった時の最大撓み量以上の高さを有するように支持部材3(7)を設計する。これにより、生体による荷重が加わったときでも圧力伝達部1(6)が撓んで底に接触することがなく、圧力伝達部1(6)と生体保持部4又は基台5との隙間が確保されるため、センサ出力電圧が保たれ、精度の良い生体信号検出が可能となる。生体による荷重 $P$ が奥行き $l$ 、幅 $B$ 、ヤング率 $E$ 、板厚 $t$ の圧力伝達部1(6)に加わったとき、単位長さ当たりの荷重 $\omega = P/B$ 、弾性2次モーメント $I = l t^2 / 12$ として、最大撓み量 $v_{max} = 5 \omega l^4 / 384 E I = 5 \omega l^3 / 32 E t^3$ と算出される。例えば、 $P = 30$  [kgf]、 $l = 100$  [mm]、 $B = 100$  [mm]、 $E = 205800$  [MPa]、 $t = 2$  [mm]のとき、必要な支持部材3(7)の高さは、 $0.28$  [mm]以上と算出される。

#### 【0023】

図11は、圧力伝達部1のさらに他の実施形態を示す。センサ部2を取り付けた鉄板から成る圧力伝達部1の両端を弾性体から成る弾性支持部材10により支持したものである。これにより、弾性支持部材10で支持されている部分が大きく動き、センサ出力電圧が大きくなり、心拍をも精度良く検出することが可能となる。ここでは、弾性支持部材10の形状は、生体による荷重が加わった場合に圧力伝達部1が底に接触しない高さを有する

ものであれば特に問わない。

【0024】

図12は、圧力伝達部6のさらに他の実施形態を示す。鉄板から成る圧力伝達部6と一体化された（鉄板の両端を折り曲げて形成された）支持部材7の両端を弾性体から成る弾性支持部材10上に配設したものである。これにより、弾性支持部材10で支持されている部分が大きく動き、センサ出力電圧が大きくなり、心拍をも精度良く検出することが可能となる。また、支持部材7の両端を弾性支持部材10に圧入すれば、支持を安定させることができる。ここでは、弾性支持部材10の形状は、生体による荷重が加わった場合に圧力伝達部6が底に接触しない高さを有するものであれば特に問わない。

【0025】

図13（A）（B）は、圧力伝達部6のさらに他の実施形態を示す。いずれの実施形態も、鉄板から成る圧力伝達部6の両端を折り曲げてL字型の脚部11（支持部材7）を形成し、その脚部11を弾性体から成る弾性支持部材10上に配設したものである。すなわち、圧力伝達部1と一体化された支持部材7の両端を弾性支持部材10上に配設し、支持部材7の弾性支持部材10と接触する部分が板状であって、且つ圧力伝達部1と平行であるものである。これにより、安定した配設が可能となる。図13（A）では、支持部材7を外側に折り曲げたL字型の脚部11を弾性支持部材10上に配設しており、図13（B）では、支持部材7を内側に折り曲げたL字型の脚部11を弾性支持部材10上に配設している。ここでは、弾性支持部材10とL字型の脚部11の形状は、生体による荷重が加わった場合に圧力伝達部6が底に接触しない高さを有するものであれば特に問わない。

【0026】

図14（A）は、比較例として支持部材3をクッション等の柔らかい素材12の上に配設した場合を示し、図14（B）は支持部材3を敷板13で支持してクッション等の柔らかい素材12の上に配設した場合を示す。図14（A）に示すように、支持部材3をクッション等の柔らかい素材12の上に配設した場合には、クッション等の柔らかい素材12が圧力伝達部1に接触して、圧力伝達部1の変位が制限される。これに対し、図14（B）に示すように、支持部材3を敷板13で支持してクッション等の柔らかい素材12の上に配設した場合には、圧力伝達部1とクッション等の柔らかい素材12との接触が防がれ、圧力伝達部1とクッション等の柔らかい素材12との隙間が確保され、これにより、センサ出力電圧が保たれる。圧力伝達部1は、このように支持部材3を敷板13で支持してクッション等の柔らかい素材12の上に配設してもよい。敷板13の材質と形状は、クッション等の柔らかい素材12の上に配設した場合に、クッション等の柔らかい素材12に押され撓んで圧力伝達部1や支持部材3に接触することがなければ特に問わない。

【0027】

図15（A）（B）は、圧力伝達部6のさらに他の実施形態を示す。いずれの実施形態も、圧力伝達部6の両端を折り曲げて形成したL字型の脚部11（支持部材7）を敷板13上に配設し、脚部11と敷板13とをネジ止め固定したものである。図15（A）では、25cm角、1.8mm厚、高さ1cm、脚部11を1cmとした鉄板から成る圧力伝達部6と、25cm×27cm、1.8mm厚の鉄板から成る敷板13とを、ナットなどの固定用部材14及びネジなどの固定用部材15によりネジ止め固定しており、図15（B）では、脚部11と敷板13との間に硬度50、1mm厚のシリコンゴム（弾性体）から成る弾性支持部材10を設けている。図16（A）（B）は、それぞれ、図15（A）（B）の構成において計測したセンサ出力波形と心電図を示す。

【0028】

センサ部2の生体に対する配設位置は、上記各種実施形態では生体支持部であるマットレス4の場合を示したが、生体に起因する圧力を検出することができれば任意の場所でもよく、マットレスがリクライニングする形態や、図17（A）（B）に示すように、椅子形機器に適用してもよい。ここに、16はクッション、17は椅子であり、センサ部2の配置位置は、椅子17の背部（生体の胸部に対応）でも座部（生体の尻部に対応）でもよく、また、クッション16の下側、内部、上側でもよい。

10

20

30

40

50



## 【0029】

さらに、マットレス4やクッション16は、スプリング、低反発ウレタンなど生体に起因する圧力変化が圧力伝達部1に到着し、生体信号を検出することができれば材質、構造は問わない。また、マットレス4と基台5は一体でもよく、布団でも構わない。この場合、畳、床などが基台に相当する。

## 【0030】

また、センサ部2と圧力伝達部1の数は、1つに限定されるものではなく、例えば、図18に示すように、マットレス4下の全面に亘ってマトリクス状に配設したものでよい。心拍については、首から肩にかけての生体部分に、センサ部2の検出部分が重なるように配設すると精度良く検出できる。また、呼吸については、生体部分のいずれでもよいが、特に首から尻にかけての生体部分に重なるように、センサ部2の検出部分を配設するとよい。また、生体の仰臥、横臥、伏臥などの寝姿勢の違いによって、それぞれセンサ部2の出力波形は異なるが、心拍、呼吸、体動等の生体信号の検出が可能である。本発明は、上記実施形態の構成に限られることなく、発明の趣旨を変更しない範囲で種々の変形が可能である。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0031】

【図1】(A)は本発明の実施形態に係る生体信号検出装置におけるセンサ検出部の側面図、(B)は本発明の前提となる、圧力伝達部が基台と接触している場合の側面図、(C)は本発明の実施形態に係る、圧力伝達部と基台の間に隙間を有する場合の側面図。

【図2】本発明の実施形態に係る生体情報検出装置の信号伝達系の構成図。

【図3】(A)、(B)はそれぞれ、図1(B)、(C)の構成で計測したセンサ出力波形と心電図を示す図。

【図4】本発明の他の実施形態に係る生体情報検出装置のセンサ検出部とマットレスとベッド台の配置関係を示す側面図。

【図5】(A)はさらに他の実施形態に係る圧力伝達部の斜視図、(B)は同圧力伝達部を用いた場合のマットレスとベッド台との配置関係を示す図。

【図6】図5(B)の構成で計測したセンサ出力波形と心電図を示す図。

【図7】(A)はさらに他の実施形態に係る生体保持部と基台の間に支持部材を配設する場合の側面図、(B)はベッド台の凹所に圧力伝達部を配設する場合の側面図。

【図8】図7(A)の構成で計測したセンサ出力波形と心電図を示す図。

【図9】(A)はセンサ部を圧力伝達部の略中央に取り付けた場合の上面図と側面図、(B)はセンサ部を圧力伝達部の略中央以外に取り付けた場合の上面図と側面図。

【図10】(A)は圧力伝達部の下側に支持部材を配設した場合の斜視図、上面図及び側面図(B)は圧力伝達部を折り曲げた形状の場合の斜視図、上面図及び側面図。

【図11】さらに他の実施形態に係る圧力伝達部を弾性体から成る支持部材で支持した場合の側面図。

【図12】さらに他の実施形態に係る圧力伝達部と一体化された支持部材の両端を弾性体上に配設した場合の側面図。

【図13】(A)はさらに他の実施形態に係る支持部材を外側に折り曲げたL字型の脚部を弾性体上に配設した場合の側面図、(B)は支持部材を内側に折り曲げたL字型の脚部を弾性体上に配設した場合の側面図。

【図14】(A)は比較例として支持部材をクッション等の柔らかい材質の上に配設した場合の側面図、(B)は支持部材を敷板で支持してクッション等の柔らかい材質の上に配設した場合の側面図。

【図15】(A)はさらに他の実施形態に係る支持部材を折り曲げた脚部と敷板とをネジ止め固定した場合の側面図、(B)は支持部材を折り曲げた脚部と敷板との間に弾性体を挟んで、それらをネジ止め固定した場合の側面図。

【図16】(A)、(B)はそれぞれ、図15(A)、(B)の構成で計測したセンサ出力波形と心電図を示す図。

10

20

30

40

50

【図 1 7】他の実施形態に係る椅子とクッションとセンサ部との配置関係を示し、（A）はセンサ部を背部に配設した場合の側面図、（B）はセンサ部を座部に配設した場合の側面図。

【図 1 8】さらに他の実施形態に係るマットレス下の全面にセンサ部と圧力伝達部をマトリクス状に複数個配設した平面図。

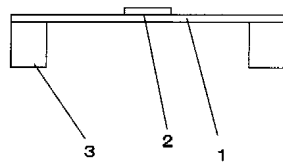
【符号の説明】

【0032】

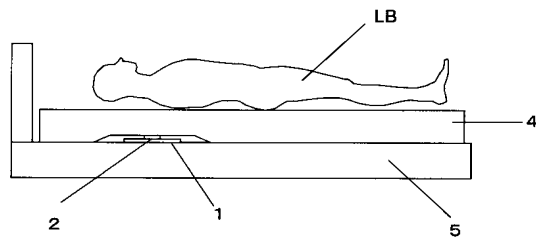
- |     |                      |    |
|-----|----------------------|----|
| 1   | 圧力伝達部                |    |
| 2   | センサ部                 |    |
| 3   | 支持部材                 | 10 |
| 4   | 生体保持部（マットレス）         |    |
| 5   | 基台（ベッド台）             |    |
| 5 a | 基台凹所                 |    |
| 6   | 一体化させた圧力伝達部          |    |
| 7   | 支持部材                 |    |
| 8   | 第 2 の支持部材            |    |
| 9   | 鉄板の一部を折り曲げた第 2 の支持部材 |    |
| 1 0 | 弾性体から成る弾性支持部材        |    |
| 1 1 | L 字型に折り曲げられた脚部       |    |
| 1 2 | クッション等の柔らかい素材        | 20 |
| 1 3 | 敷板                   |    |
| 1 4 | ナットなどの固定用部材          |    |
| 1 5 | ネジなどの固定用部材           |    |
| 1 6 | クッション                |    |
| 1 7 | 椅子                   |    |
| L B | 生体                   |    |

【図 1】

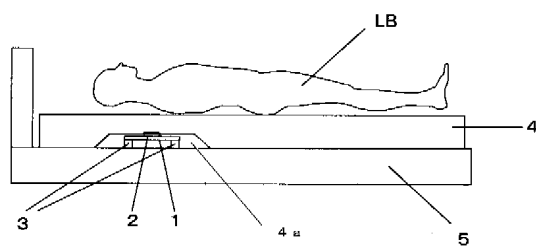
(A)



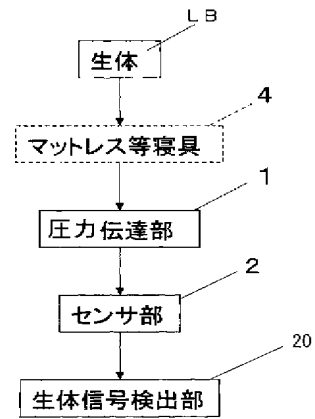
(B)



(C)

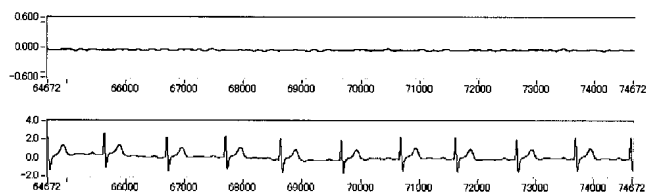


【図 2】

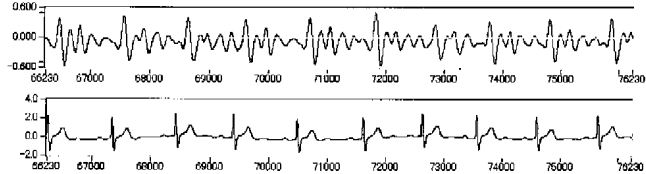


【図 3】

(A)

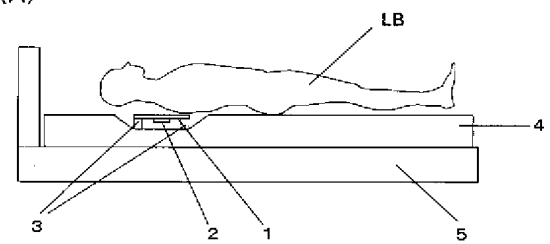


(B)

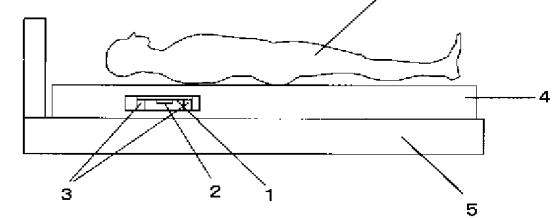


【図 4】

(A)

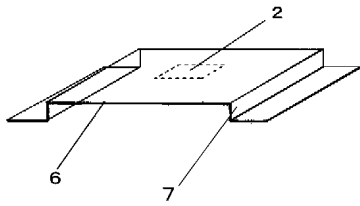


(B)

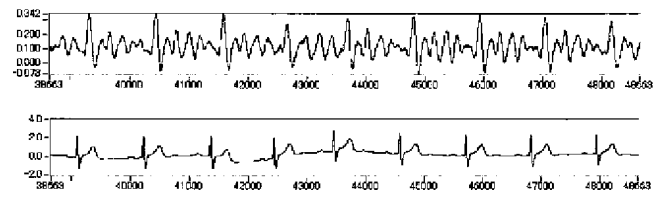


【図 5】

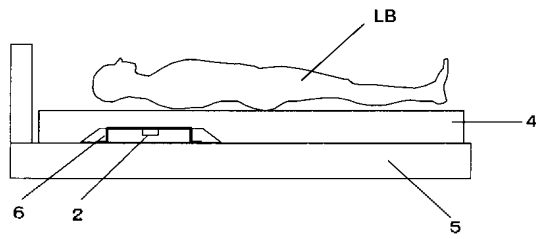
(A)



【図 6】

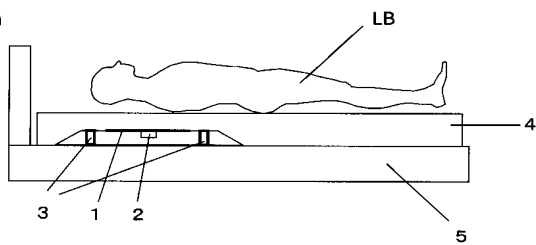


(B)

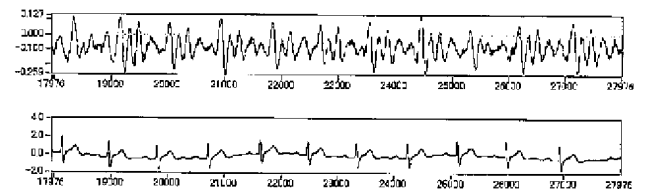


【図 7】

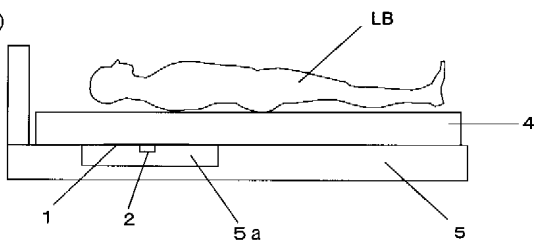
(A)



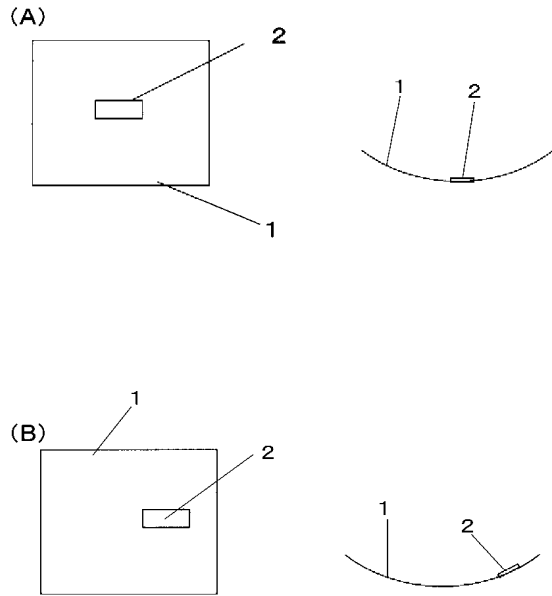
【図 8】



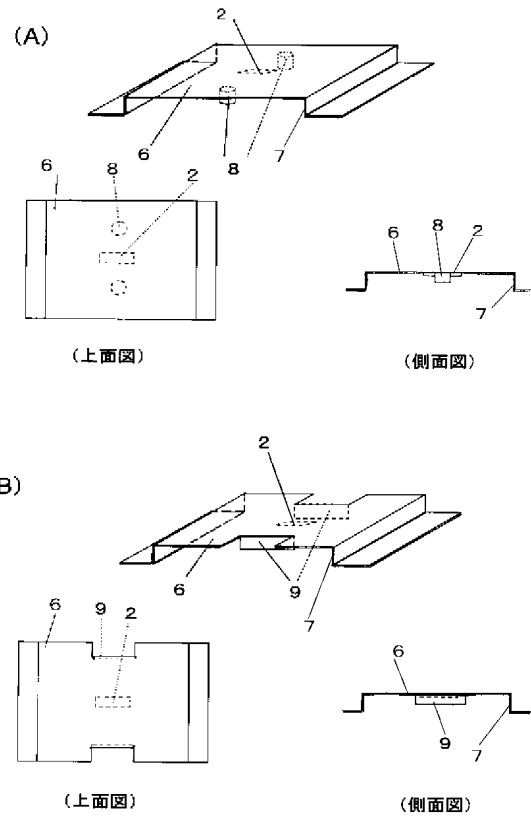
(B)



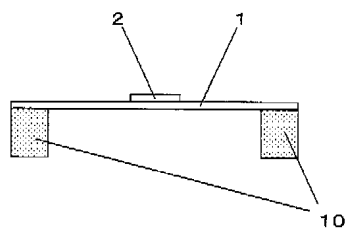
【図 9】



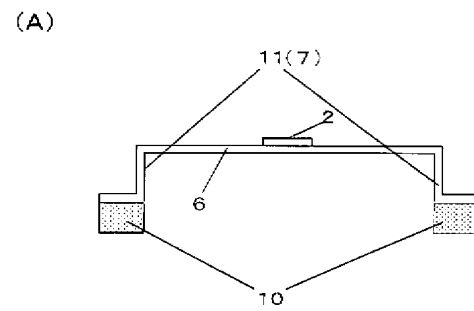
【図 10】



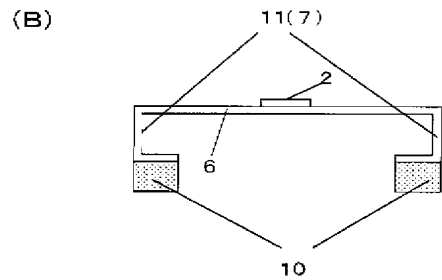
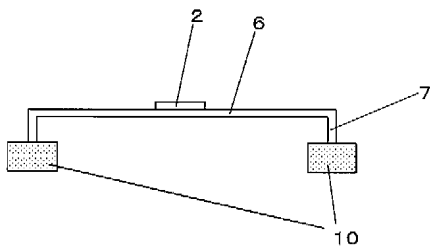
【図 11】



【図 13】

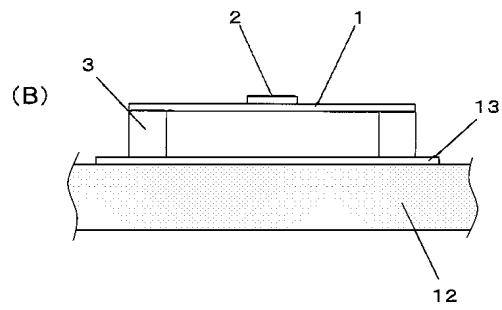
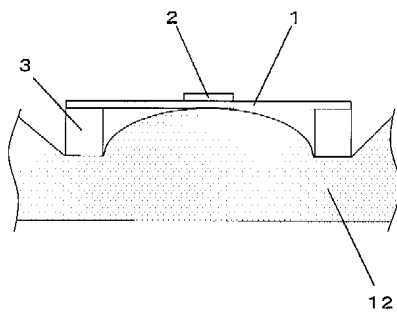


【図 12】



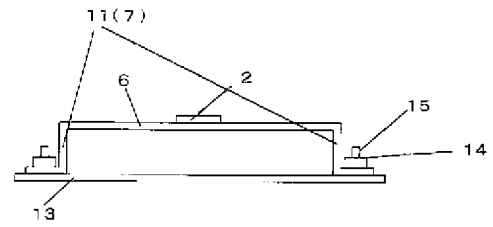
【図 14】

(A)

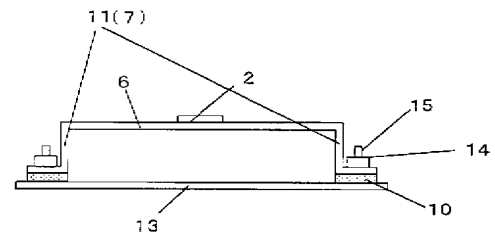


【図 15】

(A)

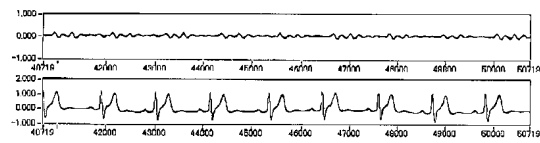


(B)

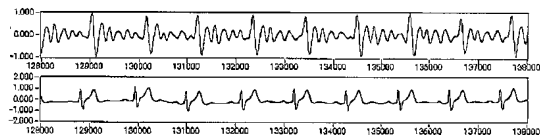


【図 16】

(A)

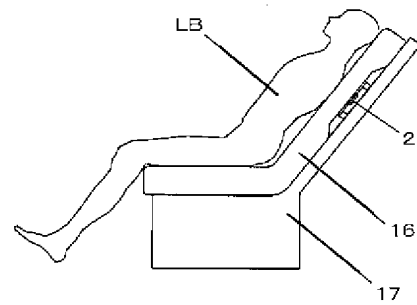


(B)

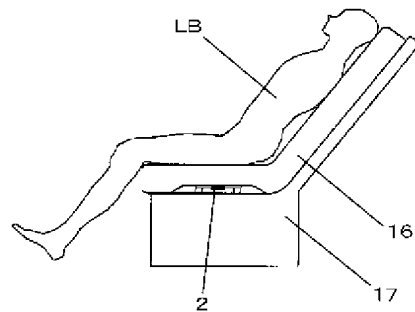


【図 17】

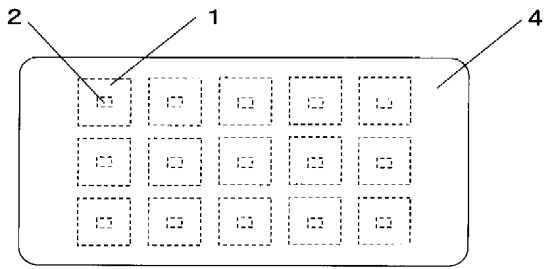
(A)



(B)



【図 18】



上面図

---

フロントページの続き

(72)発明者 北堂 真子

大阪府門真市大字門真1 0 4 8 番地 松下電工株式会社内

Fターム(参考) 4C117 XB01 XC02 XC26 XE13 XE24 XE26 XE27



**DERWENT-ACC-NO:** 2007-415140

**DERWENT-WEEK:** 200740

*COPYRIGHT 2008 DERWENT INFORMATION LTD*

**TITLE:** Bio-signal detector for detecting heart rate of human body to estimate sleep depth, has iron plate with supports at both ends mounted on bed stand such that gap is formed between iron plate and bed stand

**INVENTOR:** KITADO M; NISHIMURA Y ; TAKAHASHI T

**PATENT-ASSIGNEE:** MATSUSHITA ELECTRIC WORKS LTD  
[MATW]

**PRIORITY-DATA:** 2005JP-216451 (July 26, 2005)

**PATENT-FAMILY:**

<b>PUB-NO</b>	<b>PUB-DATE</b>	<b>LANGUAGE</b>
JP 2007054606 A	March 8, 2007	JA

**APPLICATION-DATA:**

<b>PUB-NO</b>	<b>APPL-DESCRIPTOR</b>	<b>APPL-NO</b>	<b>APPL-DATE</b>
JP2007054606A	N/A	2006JP-118548	April 21, 2006

**INT-CL-CURRENT:****TYPE****IPC DATE**

CIPP

A61B5/00 20060101

**ABSTRACTED-PUB-NO:** JP 2007054606 A**BASIC-ABSTRACT:**

NOVELTY - The bio-signal detector has a piezoelectric polymer sensor (2) attached to an iron plate (1) for detecting the pressure change applied with respect to a mattress (4) by human body (LB). The iron plate has supports (3) at both ends mounted on a bed stand (5) such that a gap is formed between the iron plate and the bed stand. The bio-signal is detected based on the output signal from the sensor.

USE - For detecting bio-signal such as heart rate, respiration rate of human body to estimate sleep depth.

ADVANTAGE - The sensor output signal is maintained even if the iron plate bends due to the addition of pressure. Hence the bio-signal is detected with sufficient precision without applying burden to the human body.

DESCRIPTION OF DRAWING(S) - The figure shows the side view of the arrangement of the bio-signal detector.

Iron plate (1)

Piezoelectric polymer sensor (2)

Support (3)

Mattress (4)

Bed stand (5)

Human body (LB)

**CHOSEN-DRAWING:** Dwg.1/18

**TITLE-TERMS:** BIO SIGNAL DETECT HEART RATE  
HUMAN BODY ESTIMATE SLEEP DEPTH  
IRON PLATE SUPPORT END MOUNT BED  
STAND GAP FORMING

**DERWENT-CLASS:** A96 P31 S02 S05 V06

**CPI-CODES:** A09-A03; A12-E15; A12-V03C2;

**EPI-CODES:** S02-F01E; S05-D01B5; S05-D01C1;

**ENHANCED-POLYMER-INDEXING:** Polymer Index [1.1]  
2004 ; P0000;

Polymer Index [1.2]  
2004 ; ND01; K9416;  
K9552 K9483; K9676\*R;  
Q9999 Q9392 Q7330;  
Q9999 Q7998 Q7987;  
Q9999 Q8026 Q7987;  
B9999 B3338 B3190;

**SECONDARY-ACC-NO:**

**CPI Secondary Accession Numbers:** 2007-150789

**Non-CPI Secondary Accession Numbers:** 2007-311875